

УДК 616: 791.7:001.8

ДИСКУССИОННЫЕ ВОПРОСЫ В ОБЛАСТИ ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОСВАРКИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

П.Ф.Музыченко, В.А.Черняк, Ю.Н.Ланкин, Н.Н.Эргард, Р.А. Хохлова
Национальный медицинский университет имени А.А. Богомольца, г. Киев
Институт электросварки имени Е.О. Патона НАН Украины, г. Киев
Национальный технический университет Украины «Киевского
политехнического института имени Игоря Сикорского», г. Киев

DISCUSSION ISSUES IN THE FIELD OF HIGH-FREQUENCY ELECTRICAL WELDING OF BIOLOGICAL FABRICS

P.F. Muzychenko, V.A. Chernyak, Yu.N.Lankin, N.M. Ergard, R. A. Khokhlova
Bogomolets National Medical University, Kyiv
Institute of electric welding named after E.O. Paton of NAS of Ukraine, Kyiv
National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute»,
Kyiv

Реферат

Введение. За последние 15 - 20 лет технология электросваривания в медицине завоевала прочные позиции, благодаря тканесохраняющему эффекту, проявлением незначительного деструктивного воздействия на живую ткань, что позволяет производить одномоментно разрез и коагуляцию, практически без нарушения морфоструктуры ткани. Однако в настоящее время недостаточно изучены физико-химические процессы в зоне электросварки.

Материал и методы. Для проведения исследований была создана система для измерения температуры, приведенная на рис. 1, состоящая из усилителя термо-ЭДС (2), внешнего модуля АЦП Е14-440 “Л-Кард” (3), ноутбука с программным обеспечением “PowerGraph” (4). Использовался также биполярный электрохирургический зажим (5) и ВЧ-электрокоагулятор ЕК-300М1 (6). Для имеющего место при сварке биологических тканей диапазона температур 40 – 200⁰С нами были выбраны термопары К – типа, диаметром 70 мкм (1).

Обсуждение. В результате проведенных исследований нами было установлено, что сопротивление электролитов уменьшается, а проводимость увеличивается с

ростом температуры. Это объясняется тем, что с ростом температуры для слабых растворов увеличивается из диссоциации и, следовательно, число положительных и отрицательных ионов. Электропроводность цельных органов на 2 - 5 порядков ниже, чем электропроводность биологических жидкостей. Поэтому при “полном” обезвоживании ткань практически теряет электропроводность, тепло в ней больше не выделяется и наблюдается резкое падение напряжения, силы тока и сопротивления, что предотвращает глубокие деструктивные изменения мягких тканей в зоне электросварки. Эти данные получены нами в процессе выполнения эксперимента по изучению температурных режимов тканей кишечника, мышечной ткани, легкого и печени и были зарегистрированы на приведенных ниже графиках.

Выводы. Приведенными данными, полученные нами в ходе выполнения эксперимента, доказана безопасность высокочастотной электросварки мягких тканей в пределах температурных режимов от 45 до 95 градусов Цельсия, без явлений некроза и обугливания.

Ключевые слова: электросварка, физико-химические характеристики, биологические ткани, экспериментальные исследования, определение температуры.

Abstract

Introduction. Over the past 15-20 years, the technology of electric welding in medicine has gained a strong position, thanks to the tissue-preserving effect, the manifestation of a slight destructive effect on living tissue, which allows one-time cutting and coagulation, practically without disturbing the morphostructure of the tissue. However, at the present time, physicochemical processes in the electric welding zone have not been sufficiently studied.

Material and methods. To conduct the research, a system for measuring temperature was created, shown in Fig. 1, consisting of a thermo-EDS (2), an external module of the ACP E14-440 “L-Card” (3), a laptop with the Power Graph software (4). We also used a bipolar electrosurgical clamp (5) and a high-frequency electrocoagulator EK-

300M1 (6). For the temperature range of 40 - 200 °C, which occurs when welding biological tissues, we chose K-type thermocouples with a diameter 70 µm (1).

Discussion. As a result of our studies, we found that the resistance of electrolytes decreases, and the conductivity increases with increasing temperature. This is explained by the fact that with increasing temperature for weak solutions, dissociation increases and hence the number of positive and negative ions. The electrical conductivity of solid organs is 2 to 5 orders of magnitude lower than the electrical conductivity of biological fluids. Therefore, with "complete" dehydration, the tissue practically loses its electrical conductivity, the heat in it is no longer released and a sharp drop in voltage, current and resistance is observed, which prevents deep destructive changes in soft tissues in the electrical system. These data were obtained by us during the experiment on the study of the temperature regimes of the tissues of the intestine, muscle tissue, lung and liver and were recorded on the graphs given above.

Conclusions. The data given by us in the course of the experiment demonstrates the safety of high-frequency electric welding of soft tissues within the temperature range from 45 to 95 degrees, without the phenomena of necrosis and charring.

Keywords: electric welding, physico-chemical characteristics, biological tissues, experimental studies, determination of temperature.

Введение. За последние 15 - 20 лет одним, из сравнительно новых направлений в хирургии является «электросварка» биологических тканей. Технология электросваривания в медицине завоевала прочные позиции, благодаря тканесохраняющему эффекту, проявления незначительных деструктивных воздействий на живую ткань, что позволяет производить одномоментно разрез и коагуляцию, практически без нарушения морфоструктуры ткани [1, 2, 5, 6].

Вместе с тем, остаются неизвестными многие особенности использования методики сварки биологических тканей. До настоящего времени отсутствуют конкретные рекомендации применения режимов работы, высокочастотного генератора ЕК-300М1, что требует проведения систематической работы по накоплению и упорядочиванию такой информации [5, 6, 7].

Мягкие биологические ткани являются композитными материалами с широким диапазоном свойств их составляющих. Они состоят из клеток, соединительной ткани и биологических жидкостей, которые в свою очередь состоят из фибриллярных и глобулярных белков, а также водных электролитов.

Для лучшего понимания процессов, происходящих при контактной сварке биологических тканей, желательно знать свойства и вклад в процесс каждого составляющего композита.

При протекании через ткань электрического тока в ней выделяется тепло, пропорциональное электрической мощности и времени протекания тока.

Таким образом, при высокочастотной сварке биологических тканей, определяющим является их нагрев. Поэтому знание температуры ткани в формируемом сварном соединении, при исследовании всех аспектов сварки, чрезвычайно важно. Однако трудности измерения температуры сварного соединения в процессе сварки привели к тому, что этот вопрос практически не изучен.

Однако, наряду с этим, в научных докладах по электросварке живых мягких тканей, различные авторы довольно «фревольно» относятся к этим характеристикам и указывают температуру в зоне сварки от 40 до 200 градусов по Цельсию без достаточного обоснования приведенных данных.

Результаты.

Основным технологическим параметром контактной сварки мягких биологических тканей является величина тока, протекающего через ткань. Электрическая проводимость биологических тканей определяется биологическими жидкостями (электролитами), содержащимися в тканях: внутриклеточная и внеклеточная жидкости, кровь, лимфа, которые составляют - 86% всей массы тела.

Целью работы является исследование физических свойств составляющих биологических тканей и их роль в процессе электрической сварки мягких биологических тканей, а также измерение температуры в зоне прохождения процессов сваривания.

Исследования проводились экспериментальными методами на специально разработанном оборудовании путем физического моделирования в Институте электросварки имени Э.О. Патона НАН Украины, под руководством доктора технических наук Ю.Н. Ланкина.

Для проведения исследований была создана система для измерения температуры, приведенная на рис. 1, состоящая из усилителя термо-ЭДС (2), внешнего модуля АЦП E14-440 “Л-Кард” (3), ноутбука с программным обеспечением “PowerGraph” (4). Использовался также биполярный электрохирургический зажим (5) и ВЧ-электрокоагулятор ЕК-300М1 (6).

Для имеющего место при сварке биологических тканей диапазона температур 40 – 200 °С нами были выбраны термопары К – типа, диаметром 70 мкм (1) .

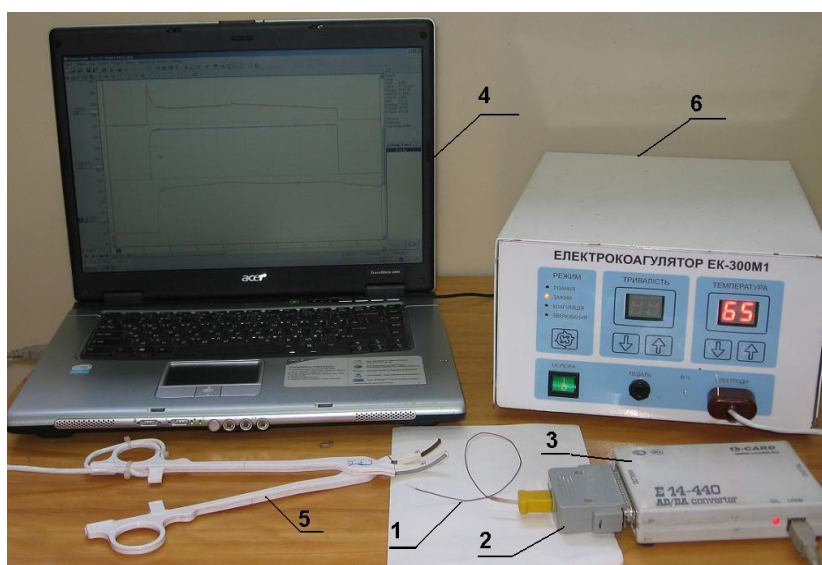


Рис. 1. Общий вид системы измерения температуры при биполярной высокочастотной сварке мягких биологических тканей.

Термопара помещалась между биологическими тканями в области прохождения тока биполярного сварочного инструмента, как представлено на рис. 2.

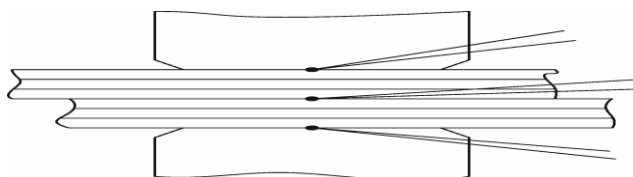


Рис. 2. Варианты расположения термопары между браншами биполярного сварочного инструмента.

Нами проведено изучение температурных режимов тканей кишечника, мышечной ткани, легкого и печени.

Результаты проведенных исследований представлены на графиках, на которых зарегистрированы соотношение силы тока, напряжения и сопротивления и их колебания, в зависимости от величины нагревания тканей (рис. 3).

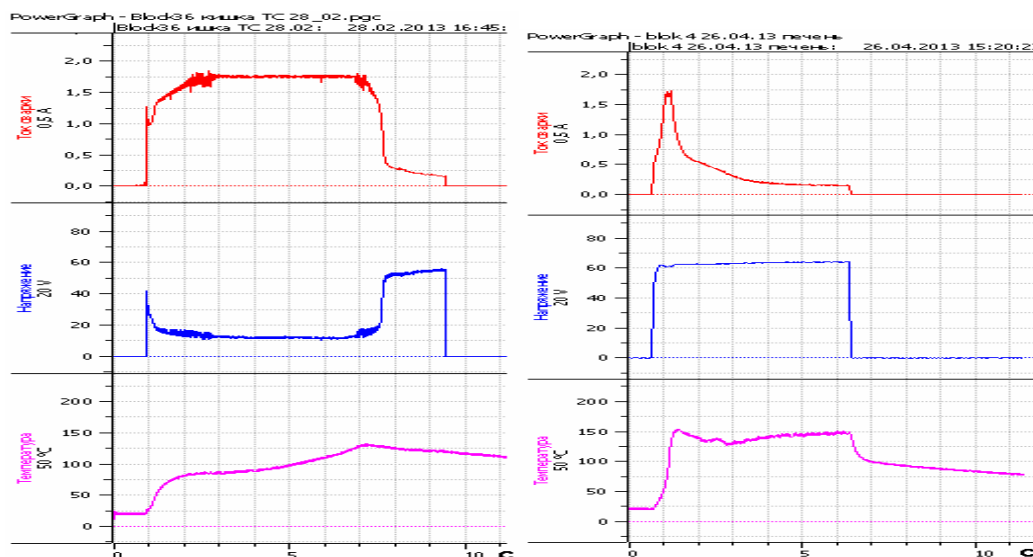


Рис. 3. Графики, на которых зарегистрированы соотношение силы тока, напряжения и сопротивления и их колебания, в зависимости от величины нагревания тканей.

Обсуждение.

В результате проведенных исследований нами было установлено, что сопротивление электролитов уменьшается, а проводимость увеличивается с ростом температуры. Это объясняется тем, что с ростом температуры для слабых растворов увеличивается из диссоциации и следовательно число положительных и отрицательных ионов. Наиболее выраженные токопроводящие свойства характерны для биологических внеклеточных жидкостей, основу которых составляют растворы электролитов.

Прежде всего, это кровь, содержащая 0,85% раствор NaCl и, в меньшей концентрации, соли других одновалентных и двухвалентных металлов.

Сильное влияние на электропроводность биологических объектов оказывает содержание в них воды. В тканях с большим содержанием воды (от

70 до 80% массы ткани – в легких, почках, печени, сердечной и скелетных мышцах) удельная электропроводность примерно на порядок выше.

При биполярной сварке биологических тканей в результате нагрева осуществляется выделение тепла в электропроводной биологической жидкости, являющейся электролитом, при прохождении через неё электрического тока. Твердые субстанции биологических тканей, окружающие биологические жидкости или находящиеся в ней, не электропроводны, электрическим током не нагреваются и, следовательно, всегда холоднее жидкости.

Нормальная температура тела человека находится в пределах 34 – 37 °С. Повышение температуры до 40°С - проходит без ущерба для структурной целостности клеток и тканей. Однако, когда клеточная температура достигает 50°С – наступает смерть клеток приблизительно через 6 минут, а если температура повышается до 60°С, то смерть клеток наступает - мгновенно. В промежутке между 60 и 95°С (то есть ниже 100 градусов Цельсия) происходит денатурация протеина, которую обычно называют ”коагуляция” - результат процесса, подобного варке яичного белка вкрутую. Такое действие на ткани используется в электро-хирургии для закрытия трубчатых структур, или кровеносных сосудов с целью гемостаза. Если температура при электросварке повышается до 100°С или выше, происходит кипение внутриклеточной жидкости с последующим массивным внутриклеточным расширением, что приводит к взрывчатому повреждению оболочек клетки, выпариванию жидкости с облаком пара.

Электропроводность цельных органов на 2 - 5 порядков ниже, чем электропроводность биологических жидкостей. Поэтому при “полном” обезвоживании ткань практически теряет электропроводность, тепло в ней больше не выделяется и наблюдается резкое падение напряжения, силы тока и сопротивления, что предотвращает глубокие деструктивные изменения мягких тканей в зоне электросварки. Эти данные получены нами в процессе выполнения эксперимента по изучению температурных режимов тканей кишечника, мышечной ткани, легкого и печени и были зарегистрированы на приведенных выше графиках (рис. 3).

Приведенными данными нами была доказана безопасность высокочастотной электросварки мягких тканей. Ткань сварного соединения денатурирована, полностью деструктурирована и представляет собой гомогенную массу коллагена, эластина и основных субстанций ткани с существенно уменьшенными границами между ними без явлений некроза и обугливания.

Выводы.

Исходя из вышеизложенного материала, следует заметить, что за последние 10 – 15 лет электросварка заслуженно пользуется значительным успехом у специалистов хирургического профиля из-за простоты методики ее применения и безвредности высокочастотных токов. Вместе с тем, остаются неизвестными многие особенности использования методики сварки биологических тканей. Отсутствуют конкретные рекомендации применения режимов работы, что, безусловно, требует проведения систематического кропотливого изучения.

Приведенные данные, полученные нами в ходе выполнения эксперимента, доказывают безопасность высокочастотной электросварки мягких тканей в пределах температурных режимов от 45 до 95 градусов, без явлений некроза и обугливания.

Literature.

1. Ivanova O.N., Paton B.E., Lebedev V.K. Perspektiva osvoenija novoj ne ograniczena. Medichinskij Vsesvit. 2004; 4 (1): 166-172. [In Russian].
2. Muzychenko P.F., Chernjak V.A., Lankin Ju.N. Rol' jelektrohirurgii v razvitii mediciny. Klinicheskaja hirurgija. 2016; 11(2): 10-13. [In Russian].
3. Muzichenko P.F., Chernjak V.A., Marinskij G.S., Volnjanskaja Je.D. Vosstanovlenie suhozhilij s ispol'zovaniem jelektrosvarki - novyj shag v travmatologii. Klinicheskaja hirurgija. 2016; 12: 64-66. [In Russian].
4. Muzichenko P.F., Chernjak V.A., Levon M.M., Zhabelenko Ja.G. Peredachi bipolar'nogo jelektroskal'pelja v girurgicheskikh magistral'nyh sudinah. Klinicheskaja girurgija. 2017; 5: 23 -24. [In Russian].

5. Muzychenko P.F., Chernjak V.A., Lankin Ju.N. Istoricheskie aspekty i perspektivy jelektrohirurgii (Literaturnyj obzor). Ortopedija, travmatologija i protezirovanie. 2017; 1: 124 - 127. [In Russian].
6. Paton B.E. Jelektricheskaja svarka mjagkih tkanej v hirurgii. Avtomaticheskaja svarka. 2004; 9: 7-11. [In Russian].
7. Swed O.E., Podprjatov S.E., Gupalo Ju.M. Jeksperimental'no obryntuvannja novyj metod gemostaza. Klinicheskaja jenciklopedija. 2008; 7: 49-54. [In Russian].

Автори.

Petro F. Muzychenko, professor of the Department of Operative Surgery and Topographic Anatomy Bogomolets National Medical University, doctor of medical sciences, assistant professor, 01601, Kyiv, T. Shevchenko Boulevard 13, Tel. (097) 503 17 54, **E-mail:** metost@ukr.net, **ORCID:** 0000-0001-7876-106X,

Viktor A. Chernyak, head of the Department of Operative Surgery and Topographic Anatomy Bogomolets National Medical University, doctor of medical sciences, professor, 01601, Kyiv, T. Shevchenko Boulevard 13, Tel. (097) 503 17 54, **E-mail:** victor.chernyak@ukr.net, **ORCID:** 0000-0002-0464-3615,

Yuriy N. Lankin, head of the Department of the Electric Welding Institute named after E.O. Paton, NAS of Ukraine, doctor of technical sciences, 01601, Kyiv, T. Shevchenko Boulevard 13, Tel. (097) 503 17 54, **E-mail:** Lankin.y.n@gmail.com.ua, **ORCID:** 0000-0002-4774-9428,

Natalia M. Ergard, assistant of the Department of Forensic Medicine and Medical Law Bogomolets National Medical University, candidate of medical sciences, assistant, 01601, Kyiv, T. Shevchenko Boulevard 13, Tel. (098) 361 62 93, **E-mail:** ergard2017@ukr.net, **ORCID:** 0000-0002-6002-0463.

Rosaria A. Khokhlova, assistant professor of the National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute», candidate of technical sciences, assistant professor, 03056, Kyiv, prosp. Peremohy 37, Tel. 097-767-64-63 **E-mail:** r_stepanets@ukr.net, **ORCID:** 0000-0002-1545-9696.